

# ESTUDO PRELIMINAR DAS VARIÁVEIS DINÂMICAS E CINEMÁTICAS DE DIFERENTES SALTOS DE IMPULSÃO VERTICAL

C. Carvalho<sup>1,2</sup>, J. Cardoso<sup>1,2</sup>, C. Rodrigues<sup>1,2</sup>, T. Barbosa<sup>1,3</sup>, A. Silva<sup>1,4</sup>, R. Gabriel<sup>4</sup>, J. Campaniço<sup>1,4</sup>, L. Vieira<sup>1,2</sup> e A. Carvalho<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Centro de Investigação de Desporto, Saúde e Desenvolvimento Humano (CIDESD); <sup>2</sup> Instituto Superior da Maia (ISMAI);

<sup>3</sup> Instituto Politécnico de Bragança (IPB) e <sup>4</sup> Universidade dos Trás-os-Montes e Alto Douro (UTAD)

**PALAVRAS CHAVE:** Dinâmica, Cinemática, SJ, CMJ, DJ, Ciclos de Alongamento-Encurtamento, CAE, Força de impulsão vertical.

**RESUMO:** Os objectivos principais deste estudo preliminar foram os seguintes: (i) Levantamento de um conjunto de variáveis dinâmicas e cinemáticas relevantes para o estudo dos saltos de impulsão vertical (ii) analisar com base nas variáveis anteriores as diferenças entre saltos de impulsão vertical com ou sem contra-movimento, (CAE *versus* não CAE) e entre os dois tipos diferentes de CAE's (CAE<sub>Longo</sub> *versus* CAE<sub>Curto</sub>); (iii) estabelecer as relações causais entre alguns factores neuromusculares gerados durante as impulsões verticais analisadas. Nove alunos do 4º Ano do Curso de Educação Física e Desporto, sem passado desportivo relevante, realizaram cada um, cinco saltos de cada tipo (SJ, CMJ e DJ). Foi seleccionado o melhor salto entre os indivíduos no SJ, CMJ e DJ com critério na altura máxima atingida o que correspondeu a um mesmo indivíduo. Os dados dinâmicos e cinemáticos foram adquiridos com recurso a plataforma de força AMTI BP2416 à frequência de 1000 Hz e 2 câmaras JVC9800 a 100 Hz, sendo os dados tratados com recurso ao *Software SimiMotion 6.1* e folha de cálculo comercial, utilizando o modelo de centro de gravidade de Dempster 1990 adaptado. Da análise dos dados constata-se que há diferença de resultados de performance, i.e., altura máxima atingida 48 cm, 44 cm e 42 cm respectivamente CMJ, DJ, e SJ. Assim os CAE's evidenciam melhores resultados em relação ao não CAE. Em relação ao deslocamento é notória a diferença entre CAE<sub>L</sub> do CAE<sub>C</sub> onde, o DJ apresenta um menor abaixamento do centro de massa sendo a diferença foi de 22,8 cm para o CMJ. Diferenças substantivas são evidentes entre o não CAE (SJ) em relação aos CAE's no início da fase propulsiva. Assim, por exemplo, à velocidade zero, o SJ apresenta apenas o valor de 944 N (correspondendo, genericamente, ao peso corporal do executante) e no CMJ e no DJ apresentam valor de força de 2,5 e 3,5 vezes maiores. A duração da fase ascensional, como se espera, é bastante menor no CAE<sub>C</sub>. Em relação à força e potência musculares desenvolvidas verifica-se uma gradação crescente dos valores do SJ, CMJ e DJ, assim temos um *Peak Force* de 2188 N, 2131 N e 3577 N e a *P<sub>mean</sub>* de 1977 W, 2200 W e 2884 W respectivamente). Com este estudo procuramos, assim, associar dados cinemáticos e dinâmicos à performance dos saltos verticais, aprofundando as relações entre as variáveis de causa-efeito e o domínio na realização de ensaios, verificando algumas das relações descritas em estudos anteriores, relativos aos saltos com e sem CAE e CAE<sub>L</sub> / CAE<sub>C</sub>.

## 1 INTRODUÇÃO

Confrontar a presença do contra-movimento, do Ciclo de Alongamento e Encurtamento (CAE), nos movimentos rápidos permite equacionar o seu contributo relativo na obtenção da máxima impulsão vertical. Este problema tem sido analisado recorrendo a protocolos experimentais bem definidos, mormente na realização de saltos verticais standardizados [1, 2, 3, 4, 5, 6]. Três tipos de saltos são comumente analisados: o *Squat Jump* (SJ) “Não CAE”, o *Counter Movement Jump* (CMJ) e o *Drop Jump* (DJ) com contra-movimento. Apesar de existir consenso relativamente ao maior trabalho produzido em contra-movimento em relação ao sem contra-movimento [11], os mecanismos responsáveis por esse incremento não estão ainda claramente esclarecidos. A este respeito têm sido apresentadas várias sugestões, das

quais destacamos as seguintes: (i) o armazenamento e reutilização de energia elástica (ii) o tempo necessário para a produção de força muscular; (iii) as elevadas tensões músculo-tendinosas no início da acção concêntricas nos contra-movimentos; (iv) os reflexos medulares desencadeados na fase excêntrica e (v) a alteração das propriedades da maquinaria contráctil. A realização de estudos comparativos entre o CMJ e o DJ tem permitido analisar o contributo de contra-movimentos distintos no rendimento motor, relativamente aos quais estão associados dois tipos de CAE, um CAE longo (CAE<sub>L</sub>), no caso do CMJ, e um CAE curto (CAE<sub>C</sub>) no DJ [1, 4, 7, 13]. Uma distinção clara entre os dois tipos de solicitação é estabelecida através do tempo de execução e da amplitude dos deslocamentos angulares ao nível das articulações da anca, joelho e tornozelo. Os tempos de execução entre os 100-

200 ms com deslocamentos angulares de pequena amplitude são característicos do CAE<sub>C</sub> e os tempos de execução entre os 300-500 ms com deslocamentos angulares de maior amplitude expressam o CAE<sub>L</sub> [7, 14]. Os objectivos principais deste estudo preliminar são os seguintes: (i) Levantamento de um conjunto de variáveis dinâmicas e cinemáticas relevantes para o estudo dos saltos de impulsão vertical (ii) analisar com base nas variáveis anteriores as diferenças entre saltos de impulsão vertical com ou sem contra-movimento, (CAE *versus* não CAE) e entre os dois tipos diferentes de CAE's (CAE<sub>longo</sub> *versus* CAE<sub>curto</sub>); (iii) estabelecer algumas relações causais entre os factores neuromusculares gerados durante as impulsões verticais analisadas.

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

### *Modelo Teórico utilizado e potenciais variáveis predictoras*

O modelo teórico [1] é constituído por quatro níveis de análise com a particularidade de reconhecer a inter-relação de variáveis. Neste estudo foram realizados os dois primeiros níveis de análise, sendo excluído o quarto nível, uma vez que o melhor salto de cada tipo foi obtido pelo mesmo indivíduo. O primeiro nível de análise permite verificar a consistência dos resultados, relativo à altura atingida do salto através da comparação de dois métodos (VJP e JUMP2). O segundo nível de análise diz respeito às variáveis que possam contribuir directamente para a posição vertical do CM no *take-off* (ângulos das articulações na *take-off*) e da velocidade vertical no *take-off*. O terceiro nível inclui a combinação de determinados dados dinâmicos e cinemáticos de segmentos que produzem diferentes posições e velocidades do CM no *take-off*. As variáveis cinemáticas foram analisadas de acordo com a coordenação das acções dos segmentos. A performance muscular foi examinada durante a execução do salto através do pico do momento articular líquido (MMAX) e o pico da potência articular (PWRMAX). O pico de aceleração articular durante a fase negativa e momento articular líquido no instante da reversão articular foram analisados devido a poderem estar de certa forma relacionados com o papel do CAE nas acções musculares. O quarto nível analisa a relação dos efeitos das características

individuais musculares e antropométricas com a performance dos saltos verticais (VJP).

### *Aquisição de dados*

Participaram oito indivíduos masculinos, normais e activos do 4º Ano do Curso de Educação Física e Desporto (média (sd) de idade igual a  $23,3 \pm 1,0$  anos, massa corporal igual a  $72,7 \pm 7,5$  kg, altura de  $1,77 \pm 0,06$ ). Numa primeira fase, foi seleccionado o melhor de cinco saltos de cada aluno no (SJ, CMJ e DJ<sub>30cm</sub>), usando o critério VJP. Numa segunda fase foi seleccionado o melhor salto entre indivíduos no SJ, CMJ e DJ também com o critério VJP. Cada salto de cada tipo foi realizado com as mãos na anca para diminuir a influência dos membros superiores na VJP.

Tabela 1. Características antropométricas dos sujeitos.

	[17] n= 100		amostra n= 8	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	23.9	6.2	23.3	1.0
Altura (cm)	174.1	6.2	177.0	6.0
Massa (Kg)	73.0	9.1	72.7	7.5

Os dados dinâmicos e cinemáticos foram adquiridos em simultâneo com recurso à plataforma de força AMTI BP2416 à frequência de 1000 Hz (*re-amostragem* 100 Hz), 2 câmaras JVC9800 a 100 Hz e a aquisição e tratamento de dados pelo *Software SimiMotion 6.1* e folha de cálculo comercial.

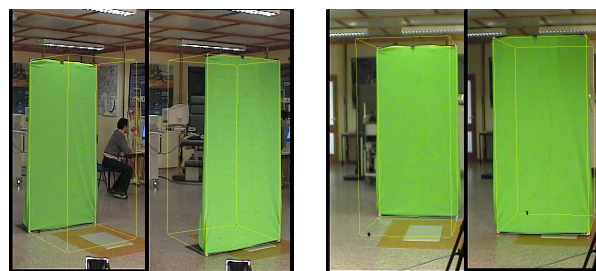


Fig. 1 Plataforma de forças e cubo de calibração (câmara esquerda e direita).

Dezassete marcas reflectoras passivas foram colocadas no lado esquerdo e direito do corpo: cabeça, anca esquerda e direita, ombro esquerdo e direito, cotovelo esquerdo e direito, mão esquerda e direita, articulação média do dedo médio esquerdo e direito, joelho esquerdo e direito, tornozelo esquerdo e direito, ponta do pé esquerdo e direito.

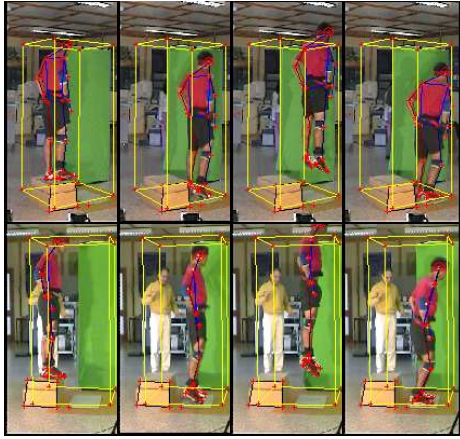


Fig. 2 Exemplo da execução do DJ com figura de paus (câmara esquerda e direita).

### Análise de dados

Para a obtenção automática de dados tridimensionais (posição, velocidade, aceleração linear do centro de massa corporal e ângulos da anca, joelho e tornozelo), utilizou-se o *Software SimiMotion 6.1* com o modelo de centro de gravidade de *Dempster* [9] de catorze segmentos.

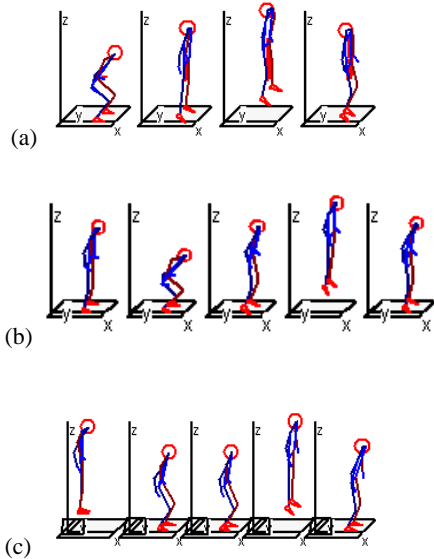


Fig. 3 Sequência das fases do melhor salto, SJ (a), CMJ (b), DJ (c), da amostra.

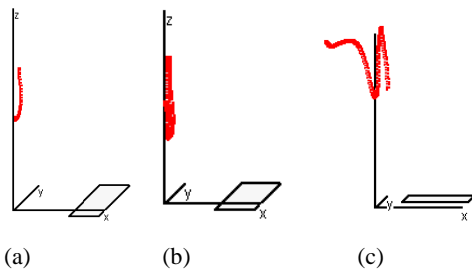


Fig. 4 Trajecto do CM do melhor salto SJ (a), CMJ (b) e DJ (c) da amostra pelo modelo *Dempster* através de dados tridimensionais.

No caso particular do DJ, a altura real da queda (RDH) foi calculada pela diferença do impulso total e o impulso de aceleração, uma vez que a altura da caixa (30<sub>cm</sub>) não corresponde a uma aceleração negativa instantânea de  $9,81 m * s^{-2}$ , devido a uma característica do protocolo, o avanço de um dos pés. Uma diminuição do ângulo do joelho da perna de apoio durante o avanço da perna oposta origina uma menor altura da queda devido ao pé da perna de apoio ainda estar em cima da plataforma.

A velocidade vertical do centro de massa ( $\dot{z}_{BCOM}$ ) foi calculada pela dinâmica de acordo com

$$\dot{z}_{BCOM} = \frac{\int_{t_0}^{t_{t.o.}} F_{zp} dt}{m} \quad (1)$$

$F_{zp}$  é a força propulsiva obtida pela subtracção do peso corporal pela força vertical de reacção no solo,  $t_0$  é o início da aquisição de dados e  $t_{t.o.}$  é o tempo de saída do solo ( $F_z < 0$  N). A integração numérica da curva foi realizada pela sua soma dividida pela frequência. A velocidade vertical de *take-off* do CM ( $\dot{z}_{takeoff} BCOM$  ou  $TOVEL$ ) foi obtida pelo valor instantâneo no momento de saída.

O tempo de propulsão foi definido como

$$t_{prop} = t_{t.o.} - t_{low} \quad (2)$$

onde  $t_{low}$  é o instante onde o  $\dot{z}_{BCOM}$  atinge o ponto mais baixo. A aceleração vertical média de  $BCOM$  durante a propulsão de acordo com

$$AVA = \dot{z}_{takeoff} BCOM / t_{prop} \quad (3)$$

A amplitude do movimento foi definida como o deslocamento vertical do CM normalizado à altura do indivíduo, de acordo

$$\text{com } AMP = \left( \frac{(\dot{z}_{takeoff} BCOM - \dot{z}_{low} BCOM)}{bodyheight} \right) * 100$$

(4)

A potência mecânica de todo o corpo foi calculada de duas formas. A potência mecânica média durante a propulsão foi derivada pela mudança da energia potencial de todo o corpo, de acordo com

$$AMECHP = \frac{mg(\dot{z}_{peak} BCOM - \dot{z}_{low} BCOM)}{t_{prop}} \quad (5)$$

Onde  $m$  é a massa corporal e  $g = 9.81 \text{ ms}^{-2}$ . O pico de potência mecânica (PEAKPWR) foi obtido pela potência mecânica instantânea de todo o corpo ( $\dot{W}$ ) [10]:

$$\dot{W} = F_z * \dot{z}_{BCOM} \quad (6)$$

O pico negativo de impulso foi calculado pelo pico decrescente de velocidade do CM

$$NEGIMMAX = m(\dot{z}_{\min} BCOM) \quad (7)$$

Velocidades angulares e acelerações foram obtidas de forma automática (*SimiMotion*) pelos dados 3D de posição das articulações através de diferenças finitas. As flexões da articulação foram consideradas negativas e as extensões positivas.

As posições dos centros de massa de cada segmento foram obtidas de forma automática (*SimiMotion*) e adoptados nos segmentos tronco, coxa, perna, e pé o factor 495, 433, 433, 500, respectivamente [16]:

$$\begin{aligned} x &= x(\text{proximal}) + \text{SegmentCoGFactor} * [x(\text{distal}) - x(\text{proximal})] \\ y &= y(\text{proximal}) + \text{SegmentCoGFactor} * [y(\text{distal}) - y(\text{proximal})] \\ z &= z(\text{proximal}) + \text{SegmentCoGFactor} * [z(\text{distal}) - z(\text{proximal})] \end{aligned} \quad (8)$$

As massas dos segmentos foram estimadas pela massa de todo o corpo e pelas dimensões do segmento em análise, de acordo com

$$\text{Massa do segmento} = C1 (\text{massa de todo o corpo}) + C2 (\text{comprimento})^3 + C3 \quad (9)$$

Onde C1, C2, C3 são coeficientes de regressão específicos. A forma da coxa e da perna são representadas como cilindros e o pé como uma pirâmide.

$$\text{Massa do cilindro} = \frac{(\text{densidade}) (\text{comprimento}) (\text{perímetro})^2}{4\pi} \quad (10)$$

$$\text{Massa da pirâmide} = \frac{1}{3} (\text{densidade}) (\text{largura}) (\text{altura}) (\text{comprimento}) \quad (11)$$

Os momentos de inércia dos segmentos foram estimados no plano sagital por equações de regressão [15] tendo em conta os dados antropométricos [15].

$$\text{Momento de inércia dos segmentos} = C4 (\text{massa de todo o corpo}) (\text{comprimento})^2 + C5 \quad (12)$$

sendo C4 e C5 coeficientes de regressão específicos. A velocidade vertical do CM de cada segmento foi obtida pela primeira derivada do deslocamento vertical da articulação, bem a aceleração vertical pela segunda derivada. Através das diferenças de tempo entre os picos de velocidade dos segmentos foi determinado o tipo de sequência (proximal-distal; distal-

proximal; outras) de coordenação dos segmentos. Dados dinâmicos e cinemáticos foram usados para obtenção dos momentos líquidos instantâneos das articulações usando as equações do movimento de *Newton*.

As potências instantâneas nas articulações foram calculadas [13]:

$$\dot{W}_j = M_j * \omega_j \quad (13)$$

Sendo  $\dot{W}_j$  a potência da articulação em cada instante,  $M_j$  o momento instantâneo da articulação, e  $\omega_j$  a velocidade angular instantânea da articulação. O critério de Performance (VJP) foi definido, através da cinemática, pelo pico da posição vertical do CM durante o voo, menos a altura do CM na posição erecta:

$$VJP = z_{\text{peak}} BCOM - z_{s \text{ tan ding}} BCOM \quad (14)$$

A altura do salto foi também calculada, através da dinâmica, pela velocidade vertical e posição líquida do CM do corpo na *Saída* (TOVEL e BCOMNET, respectivamente)

$$JUMP2 = \left[ (\dot{z}_{\text{takeoff}} BCOM)^2 * (2g)^{-1} \right] + z_{\text{takeoff}} BCOM - z_{s \text{ tan ding}} BCOM \quad (15)$$

### 3 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Da análise da tabela 2 constatamos que os três tipos de saltos de impulsão vertical evidenciaram diferentes resultados de performance. Verifica-se que a altura máxima atingida (VJP - *Vertical Jump Performance*) foi superior no CMJ com 48 cm, seguida pelo DJ com 44 cm e por último no SJ com 42 cm. Apesar de as diferenças serem relativamente pequenas constatamos, no entanto, que existe uma diferença de 6 cm correspondente a 13% entre o CMJ e o SJ e de 4 cm entre o CMJ e o DJ correspondente a 9%. No entanto, mais do que as diferenças dos resultados obtidos em cada tipo de salto importa reflectir sobre quais as diferenças e quais as causas que as suportam. Assim podemos constatar, na figura 4 e 5 que em relação ao centro de massa, o agachamento máximo foi de 26 cm no SJ, 41 cm no CMJ e como seria de esperar um menor abaixamento de 18 cm no DJ. No SJ, o centro de massa efectua um abaixamento menor do que o valor



encontrado na literatura, o que poderá ser explicado por uma eventual menos correcta execução do salto. No DJ como esperávamos, o centro de massa apresenta um menor abaixamento devido a uma muito menor flexão das articulações dos membros inferiores, evidenciando as diferenças de 22,8 cm entre o DJ e o CMJ (18,2 cm vs 41 cm respectivamente).

Tabela 2. Variáveis dos saltos verticais em estudo.

N	Nome da variável (unidade)	SJ	CMJ	DJ
I	VJP (m) performance do salto vertical, altura atingida na cinemática	0,42	0,48	0,44
	JUMP2 (m) altura atingida na dinâmica	0,29	0,34	0,33
	TOVEL ( $m \cdot s^{-1}$ ) velocidade vertical do CM na Saída	2,40	2,59	2,56
	BCOMNET (m) posição vertical líquida do CM na Saída	0,07	0,11	0,08
	CMMIN (m) mínima posição vertical líquida do CM	0,27	0,39	0,18
	ângulo da anca na Saída (rad)	2,72	2,96	3,06
	ângulo do joelho na Saída (rad)	2,84	2,88	2,82
II	ângulo do tornozelo na Saída (rad)	1,60	2,39	1,62
	TCONTACT (s) Tempo de contacto	0,28	0,71	0,28
	TPROP (s) tempo de propulsão	0,28	0,27	0,16
	AVA ( $m \cdot s^{-2}$ ) aceleração vertical média	9,60	9,25	14,22
	AMP (% <i>body height</i> ) amplitude do movimento	23,06	25,31	15,50
	FZMAX (N) Pico de força vertical	2172	2431	3579
	FZMEDIAN (N) Valor médio da força	1647	1699	2222
	FZMEDIANVEL ( $m \cdot s^{-1}$ ) Valor médio da velocidade	1,20	1,30	1,28
	AMECHP (W) Potência mecânica média de todo o corpo	1976	2200	2844
	PEAKPWR (W) pico de potência mecânica de todo o corpo	4429,13	4224,78	5658,95
	NEGIMMAX ( $kg \cdot m \cdot s^{-1}$ ) Pico do impulso negativo do CM	-23,31	-77,37	-240,11

Na análise dos valores de *Peak Force* verifica-se uma coerência no carácter do  $CAE_C$  em relação ao  $CAE_L$ , já que a um menor  $CAE_C$ , no DJ, corresponde um maior valor do pico de força (3577 N) e a um maior  $CAE_L$  (com um deslocamento de 41 cm) corresponde o desenvolvimento de um pico de força de 2431 N. Desta forma

constata-se claramente a diferença entre o CMJ e o DJ entre os dois protocolos que determinam as diferenças mais substantivas entre os dois tipos de ciclo de alongamento-encurtamento, no longo com maior deslocamento / duração e menores tensões e no curto com menores deslocamento / tempo e maiores tensões.

A força de reacção no solo (FRS) no início da fase ascendente é uma das variáveis mais diferenciadoras e explicativas das diferenças do comportamento entre o SJ e o CMJ, e os resultados isso evidenciam, isto é 944 N vs 2377 conforme tabela 3.

Assim enquanto no SJ a força desenvolvida corresponde essencialmente ao peso corporal do sujeito, no CMJ, com valores de duas vezes e meia superiores, corresponde a elevadas tensões do sistema músculo-tendinoso no início da acção concêntrica devido à reversão do contra-movimento. Além disso no momento de velocidade nula em ambos os saltos, enquanto no Squat Jump, como referimos a força praticamente igual ao peso no CMJ apresenta valores da ordem dos 2400 N, com todas as condições para no decurso da fase ascensional poder aproveitar estas altas tensões iniciais para poder desenvolver maior força propulsora, capaz de imprimir maiores velocidades e acelerações. Gostaríamos ainda de referir que estamos convencidos que os resultados de performance dos saltos verticais não se devem tanto ao elevado pico de força atingido mas, principalmente, ao impulso imprimido no menor período disponível, isto é, à taxa de impulso. Este conceito vem conciliar teorias anteriores de o maior desempenho estar associado a um maior *peak force* e a um menor intervalo de tempo. No CMJ os músculos são capazes de atingir elevados níveis de força no início da fase ascensional gerando elevado trabalho muscular durante um percurso de aceleração considerável (deslocamento de 41 cm) permite a acção da maquinaria contráctil e da energia elástica acumulada produzindo um elevado nível de impulso no período disponível. Na mesma ordem de ideias, sugerimos que no DJ se verifica um impulso

inicial elevadíssimo mas que o tempo disponível é muito escasso comprometendo com isso um melhor desempenho.

Também na variável tempo é, perfeitamente, distinto o comportamento  $CAE_C$  e  $CAE_L$ , enquanto no CMJ a duração é de 710 ms no DJ é duas vezes e meia menor, 280 ms. Assim, neste último, temos uma chamada curta e intensa enquanto no  $CAE_L$  existe uma prolongada e menos vigorosa fase de chamada com um contra-movimento longo e com grande deslocamento. Este mesmo perfil é evidenciado quando analisamos a fase concêntrica, no CMJ de 270 ms vs 160 ms no DJ. Relacionando assim o  $CAE_L$  e o  $CAE_C$  com os parâmetros tempo, os resultados corroboram naturalmente os da literatura e em relação ao deslocamento (41 cm vs 18 cm) permite-nos sugerir que no  $CAE_C$  a energia elástica acumulada será armazenada na “rigidez elástico de pequena amplitude” (*short-range elastic stiffness*). Esta, como sabemos, corresponde à elasticidade da parte contráctil do músculo quando este se encontra na fase de contracção e fixa-se, predominantemente, nos componentes elásticos em série (activos), nas pontes cruzadas que se estabelecem entre miofilamento, enquanto que, com o grande alongamento verificado no  $CAE_L$ , a energia elástica acumulada será armazenada, essencialmente, pelos componentes elásticos em paralelo, corporizados pelo tecido conjuntivo que envolve cada miofibrilha, fibra, fascículo e músculo (sarcolema, endomísio, perimísio e epimísio) e que em conjunto se funde na parte distal dos respectivos tendões.

É plausível que parte do desempenho do DJ se deva também à influência de uma sobre-excitação do sistema reflexo dos músculos extensores dos membros inferiores em contracção, aquando do momento de contacto no solo, a fim de resistirem ao impacto da queda com o amortecimento forte e uma passagem mais rápida à fase ascensional. Desta forma, os músculos activos sofrem um estiramento brusco e com isso entram em funcionamento os mecanismos de

protecção do fuso neuromuscular (reflexo miotático ou de alongamento) e assim assiste-se a um aumento da actividade neural potenciadora de um maior nível de tensão muscular.

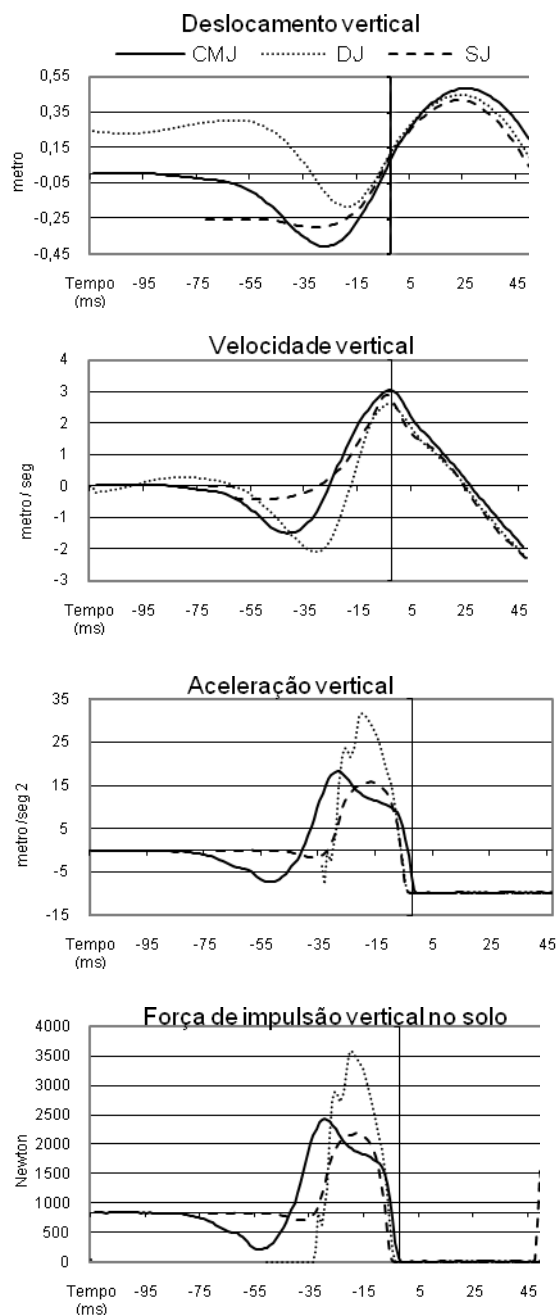


Fig. 5 Diferentes curvas – deslocamento vertical, velocidade vertical, aceleração vertical e força de impulsão vertical no solo – desenvolvidas ao longo do tempo para cada um dos protocolos utilizados, CMJ, DJ e SJ.

De acordo com Komi [11] “O alongamento brusco do músculo resulta no aumento da excitação neural e com isso da força muscular contráctil durante a fase concêntrica e com isso o aumento da altura do salto”. Nesta última fase, apesar de não

ter sido analisado devido à necessidade de EMG, sabemos pela literatura que os músculos ao sofrerem um estiramento brusco desencadeiam o mecanismo de protecção do fuso neuro-muscular, aumentando a actividade eléctrica potenciadora da força muscular.

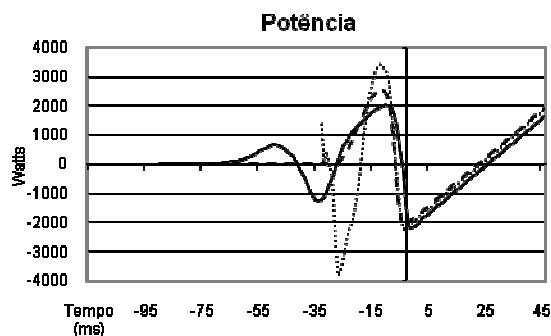


Fig. 6 Curva da potência durante os saltos de impulsão vertical durante o CMJ, SJ e DJ.

Já sobre a altura máxima no vôo e a velocidade de saída no *take-off*, (tabela 2 e figura 5 a relação de dependência é do tipo funcional  $h = v^2/2g$ , sendo a relação de velocidade de saída com o impulso adquirido na fase de chamada também do tipo funcional  $v_f = v_i + 1/m \int_{t_i}^{v_f} F_R^z(t)dt$ , daí a uma velocidade de 2.4 m/s corresponde uma altura de 42 cm, a uma velocidade de 2.56 m/s a altura de 44 cm e a 2.59 m/s a uma altura de 48 cm, respectivamente, no SJ, DJ e CMJ.

A análise da variável potência (tabela 2 e figura 6) levanta algumas questões para as quais não temos uma resposta convincente já que apesar dos valores no DJ serem sempre superiores (potência média 2844 W e o pico de potência 5658 W) em relação ao CMJ (potência média 2200 W o pico de potência 4225 W) o resultado na altura máximo atingida pelo centro de massa apresenta uma variação oposta. Concretamente, é no CMJ que se atingem as maiores alturas, 48 cm vs 44 cm. Desta forma é possível dizer que existe um menor rendimento e eficácia de aproveitamento da energia disponível no DJ, assim e apesar da potência ser maior atinge-se uma menor altura máxima do centro de massa.

Os resultados deste estudo preliminar vão de acordo com o expresso na literatura da especialidade, enquanto que no DJ parece depender particularmente, da capacidade de acumulação de energia elástica na fase excêntrica e esta ser factor de propulsão na fase concêntrica e com isso ser fundamental um menor tempo de contacto para evitar dissipação de energia acumulada, o CMJ que corporiza o CAE<sub>L</sub> depende de uma determinada duração da aceleração da massa e esta é o produto da capacidade contráctil do músculo e por isso uma duração adequada para que os mecanismo contrácteis da estrutura músculo esquelética possa recrutar todas as unidades motoras necessárias no tempo disponível.

Com este estudo procuramos, assim, associar dados cinemáticos e dinâmicos à performance dos saltos verticais, aprofundando as relações entre as variáveis de causa-efeito e o domínio na realização de ensaios, verificando algumas das relações descritas em estudos anteriores, relativos aos saltos com e sem CAE e CAE<sub>L</sub> / CAE<sub>C</sub>.

Gostaríamos, no entanto, para finalizar, de referir que o trabalho aqui e agora corresponde a uma parte de um estudo piloto que estamos a desenvolver, actualmente numa fase de recolha dos dados preliminares. Em grande parte tem servido este para aprendizagem e validação dos procedimentos cinemáticos e dinâmicos que irão servir para futuras investigações de maior profundidade e relevância.

## AGRADECIMENTOS

Agradecemos à MAIÊUTICA-Cooperativa de Ensino Superior, C.R.L. e ao ISMAI-Instituto Superior da Maia pelo apoio e financiamento dado a este trabalho.

## REFERÊNCIAS

- [1] Aragón-Vargas, L.F.; Gross, M.M. (1997). Kinesiological factors in vertical jump performance: differences within individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, pp. 45-65.
- [2] Aragón-Vargas, L.F.; Gross, M.M. (1997). Kinesiological factors in vertical jump performance: differences among individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, pp. 24-44.

- [3] Bobbert, M.F.; Gerritsen, K.M.; Litjens, M.A.; Van Soest, A.J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height?. Med. Sci. Sports Exerc., 28(11):1402-1412.
- [4] Bobbert, M.F.; Huijing, P.A.; Van Ingen Schenau, G.J. (1987a). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. Med. Sci. Sports Exerc., 19 (4): 332-338.
- [5] Bobbert, M.F.; Huijing, P.A.; Van Ingen Schenau, G.J. (1987b). Drop jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. Med. Sci. Sports Exerc., 19(4): 339-346.
- [6] Bobbert, M.F.; Mackay, M.; Schinkelshoek, D.; Huijing, P.A.; van Ingen Schenau, G.J. (1986). Biomechanical analysis of drop and countermovement jump. Eur J Appl Physiol., 54: 566-573.
- [7] Carvalho, C.; Roriz-de-Oliveira, P.J. and Carvalho, A. (2002). Analysis of some biomechanical parameters related to CMJ and DJ: A comparative study on athletes of the National Senior Volleyball and Taekwondo teams. Abstract Book of the 3<sup>rd</sup> International Conference on Strength Training, Budapest, Hungary.
- [8] Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M., & Young, J.W. (1975). Investigation of inertial properties of the human body (Aerospace Medical Research Laboratory Tech. Rep. No. 74-137). Dayton, OH: Wright-Patterson Air Force Base, AMRL. (Prepared for U.S. Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration, Contract No. DOT-HS-017-2-315-1A; National Technical Information Service No. AD-A016485).
- [9] Dempster, W.T. (1955). Space requirements of the seated operator: Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs (Wright Air Development Center Tech. Rep. No. 55-159). Dayton, OH: Wright-Patterson Air Force Base, WADC. (National Technical Information Service No. AD-087892).
- [10] Dowlin, J.J., & Vamos, L. (1993). Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. Journal of Applied Biomechanics, 9, 95-110.
- [11] Komi, P.V (1992). Stretch-Shortening Cycle In: Komi, P.V. (ed), Strength and Power in Sport, pp. 169-179. Blackwell Scientific Publications.
- [12] Robertson, G., Winter, D. (1980). "Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking". Journal of Biomechanics, v. 13, p. 845-54.
- [13] Roriz-de-Oliveira, P.J.; Rodrigues, C.; Carvalho, A.; Cabral, V.; Martins, J. And Carvalho, C. (2002). The effect of selected biodynamical variables on vertical jump height. Proceedings of the 7<sup>th</sup> Annual Congress of the European College of Sport Science, p.945, Athens, Greece.
- [14] Schmidtbleicher, D. (2008). Practical aspects of using plyometric training. Abstracts and proceedings of the 6<sup>th</sup> International Conference on Strength Training, p.337-340, Colorado Springs, USA.
- [15] Vaughan, C.L.; Davis, B.L.; O'Connor, J.C (1999). Dynamics of human gait (2<sup>nd</sup> Edition), pp. 16-22; 83-106. Kiboho Publishers.
- [16] Winter, D.A (1990). Biomechanics and Motor Control of Human Movement, (2<sup>nd</sup> Edition),. John Wiley & Sons, Inc.
- [17] Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. (1985) "Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equation", in Biomechanics IX-B, ed. D. Winter, et al., pp. 233-239, Human Kinetics.